

FB

① RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

① N° de publication : 2 656 697
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)
② N° d'enregistrement national : 89 17423
⑤ Int Cl⁸ : G 01 N 33/48, 23/083, 9/00; G 06 F 15/42; G 01 T 1/161; A 61 B 6/03

⑫ DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

② Date de dépôt : 29.12.89.

③ Priorité :

④ Date de la mise à disposition du public de la demande : 05.07.91 Bulletin 91/27.

⑥ Liste des documents cités dans le rapport de recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑧ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦ Demandeur(s) : GENERAL ELECTRIC CGR (SA) — FR

⑦ Inventeur(s) : Feldman Andréi et Giudici Philippe.

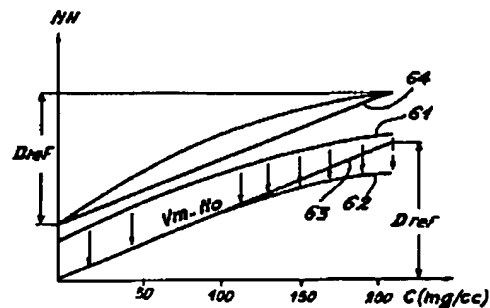
⑦ Titulaire(s) :

⑦ Mandataire : Cabinet Ballot-Schmit.

⑤ Procédé de mesure de la densité osseuse à l'aide d'un scanner.

⑦ L'invention concerne les procédés de mesure de la densité osseuse d'un patient.

Le procédé de l'invention consiste essentiellement à effectuer trois corrections. La première à soustraire à la valeur mesurée V_m (courbe 61) une valeur N_0 correspondant à celle mesurée pour un insert d'eau dans un fantôme de simulation. La deuxième à prendre comme courbe d'étalonnage la différence D_m entre un insert de haute concentration et un insert d'eau dans un fantôme d'étalonnage (courbe 64). La troisième à effectuer une corrélation du type polynomial.



FR 2 656 697 - A1



1

PROCEDE DE MESURE DE LA
DENSITE OSSEUSE A L'AIDE D'UN SCANNER

L'invention concerne les scanners à rayons X et, plus particulièrement dans tels scanners, un procédé de mesure de la densité osseuse d'un patient qui permet de corriger la mesure de densité en fonction de la corpulence du patient.

Pour examiner un patient, on utilise de plus en plus des appareils à rayons X appelés "scanners" qui réalisent des images de coupes transversales du patient. Ces appareils sont basés sur le phénomène physique d'absorption des rayons X par le corps humain. Cette absorption est directement liée à la distance parcourue x des rayons X dans le corps selon la formule :

$$I = I_0 e^{-bx}$$

formule dans laquelle :

- 15 I_0 est l'intensité du rayonnement entrant dans le corps humain,
 I est l'intensité du rayonnement sortant du corps humain,
 b est un coefficient d'atténuation qui dépend du corps traversé.

Dans une échelle de mesure logarithmique, l'atténuation I/I_0 est égale à bx , c'est-à-dire qu'elle est proportionnelle à la distance x .

Ces appareils sont constitués essentiellement, comme le montre la figure 1, d'une source 10 de rayons X associée à un dispositif de détection 11, ces deux éléments étant disposés l'un par rapport à l'autre dans une relation géométrique fixe de manière à pouvoir intercaler entre eux un corps 15 à examiner. En outre, ils sont supportés par une structure (non représentée) qui peut tourner

autour du corps à examiner de manière à irradier le corps suivant des angles différents. La source à rayons X, qui est commandée par un dispositif 13, émet ses rayons suivant un secteur angulaire qui a une

5 largeur suffisante pour illuminer toute la section transversale du corps 15. Le dispositif de détection 11 a la forme d'un secteur annulaire dont la longueur est adaptée à la largeur du faisceau de rayons X et est constitué d'un grand nombre de détecteurs élémentaires

10 12 juxtaposés les uns à côté des autres. Pour obtenir une image de la section transversale du corps 15 traversé par le faisceau de rayons X, on fait tourner la structure de support de la source 10 et du dispositif de détection 11 autour du corps 15 et on

15 mesure les signaux de sortie des détecteurs élémentaires 12 pour les traiter de manière appropriée dans un dispositif électronique 14 selon des procédés connus afin d'en tirer une image représentative de la section transversale.

20 Chaque point élémentaire de l'image représentative de la section transversale a une luminosité dont la valeur indique l'absorption subie par le rayonnement X par cette partie correspondante de l'objet. Aussi, on a pensé à utiliser une telle image pour mesurer la densité

25 osseuse du squelette d'un patient, en général en effectuant cette mesure pour les vertèbres lombaires. Pour effectuer une mesure de densité osseuse, il est d'abord nécessaire d'effectuer un étalonnage de l'appareil à l'aide de plusieurs inserts d'une solution

30 de di-potassium hydrogénophosphate (K_2HPO_4) par exemple dont le comportement énergétique est équivalent à celui de la partie spongieuse d'une vertèbre lombaire. En pratique, on utilise un fantôme 20 (figure 2) qui est placé sous un patient 26 dans la zone d'une vertèbre

lominaire 28.

Ce fantôme 20 comporte, par exemple, quatre trous cylindriques 21 à 24 dans lesquels sont introduits des tubes cylindriques 21' à 24', l'un 21' contenant de l'eau et les trois autres 22' à 24' contenant respectivement une solution de K_2HPO_4 à une concentration différente, par exemple 50 mg/cc, 100 mg/cc, et 200 mg/cc. Lorsque le patient 26 est en place sur un lit 27, on effectue un examen de manière à obtenir l'image d'une section transversale du corps du patient à l'endroit des vertèbres lombaires, cette image comportant la vertèbre lominaire 28 et les tubes ou inserts 21' à 24'. L'image des inserts est de plus en plus claire selon que la concentration de la solution en K_2HPO_4 est plus élevée.

Comme chaque point élémentaire de l'image appelé pixel a une luminosité représentative d'une densité qui est mesurée suivant une échelle appropriée, en unités ou niveaux Hounsfield NH, il est possible de tracer la courbe 30 de la figure 3 qui relie les points 31 à 34 représentatifs des densités des inserts 21' à 24' mesurées en Niveaux Hounsfield NH. Ainsi, si pour la vertèbre 28, la mesure est NH1 sur l'axe des ordonnées, on en déduira que sa densité est équivalente à celle d'une concentration C'1 de K_2HPO_4 , ce qui correspond à une densité osseuse déterminée.

Le procédé de mesure de la densité osseuse d'une vertèbre qui vient d'être décrit succinctement manque de précision. Une des principales sources d'erreur est le fait que la corpulence du patient joue un rôle important sur la mesure de la densité des objets.

L'explication de ce phénomène est que le faisceau de rayons X utilisé par les scanners est polychromatique et avec un grand pourcentage de photons situés dans une

zone spectrale de basse énergie. Le procédé de reconstruction d'une image tient compte de ce fait et introduit une correction mathématique qui compense l'atténuation relativement plus forte des photons de basse énergie. Cette correction sera d'autant plus importante que l'atténuation est forte et il en est ainsi lorsque le patient est corpulent car le filtrage des photons de basse énergie par le corps humain est d'autant plus fort que ce dernier est volumineux.

10 Pour un scanner dont l'énergie de faisceau est homogène le long du dispositif de détection, la valeur corrigée X' d'une atténuation X sera donnée par la formule :

$$X' = X + A_1X^2 + A_2X^3 + \dots A_nX^{n+1}$$

15 Les coefficients $A_1, A_2 \dots A_n$ dépendent de nombreux paramètres tels que la nature de l'anode, de la nature de l'objet examiné, du dispositif de détection. On calcule ces coefficients pour le cas où le corps du patient examiné contient surtout des tissus constitués essentiellement d'eau. L'optimisation des coefficients est donc réalisée pour un fantôme d'eau afin que la densité mesurée sur l'image corrigée soit homogène sur toute sa surface.

20 Dans le cas où, dans le champ du faisceau de rayons X, se trouve un fantôme d'eau et un objet dont la masse atomique est différente, par exemple le calcium d'un os du squelette, les coefficients $A_1, A_2 \dots A_n$, déterminés avec un fantôme d'eau, ne sont plus valables pour un rayon du faisceau traversant en même temps le fantôme d'eau et l'objet.

30 En effet, le faisceau, reçu par le dispositif de détection et atténué par l'objet en calcium, correspondra à des chemins optiques dont les longueurs

dans l'eau seront différentes. Or, plus le chemin dans l'eau sera long, plus l'énergie moyenne du faisceau sera décalée vers les hautes énergies, ce qui correspond à un durcissement du faisceau, de sorte que le faisceau sera moins atténué par l'objet en calcium. Il en résulte alors que, pour un patient corpulent, la mesure de la densité de calcium sera sous-estimée par rapport à celle d'un patient de moindre corpulence et de même teneur en calcium.

On a décrit dans la demande de brevet n° 89 09781 déposée le 20 juillet 1989 et intitulée "PROCEDE DE CORRECTION DE LA MESURE DE LA DENSITE OSSEUSE DANS UN SCANNER", un procédé qui permet d'éliminer l'erreur due à la corpulence du patient. Ce procédé est basé sur le fait que, pour un scanner donné et pour un fantôme d'étalonnage donné, l'écart de densité mesuré entre l'insert d'eau et celui de haute concentration devrait être une constante si le patient avait toujours la même corpulence. Quand cet écart change, ce ne peut être dû qu'à la corpulence du patient. Comme cette corpulence affecte également la valeur mesurée V_m de la densité de la vertèbre, on exploite le changement de densité mesurée sur l'insert de haute concentration dû à la corpulence afin de corriger la densité mesurée sur la vertèbre et obtenir la valeur corrigée V_c .

Ce procédé de correction améliore sensiblement la précision des mesures de densité osseuse selon la corpulence du patient mais il ne tient pas compte d'autres phénomènes qui ont une influence sur la valeur absolue des mesures. C'est ainsi que le fantôme de simulation qui est choisi pour l'étalonnage, aussi petit soit-il, a pour effet de modifier les valeurs des densités des inserts servant d'étalons. Une autre source d'erreurs provient du fait que l'insert d'eau du fantôme

d'étalonnage et celui du fantôme de simulation ne donnent pas la même mesure de la concentration par suite d'artéfacts dus à une mauvaise calibration.

De manière schématique, les courbes de la figure 4
5 montrent les sources d'erreurs et leurs effets. La courbe 50 est la courbe d'étalonnage ou de calibration des quatre inserts du fantôme d'étalonnage en présence d'un patient ou d'un fantôme de simulation d'un patient. Cette courbe ne passe pas par l'origine car la valeur NH
10 pour un insert d'eau (concentration nulle) n'est pas nulle.

La courbe 51 est une courbe obtenue à l'aide d'un fantôme de simulation d'un patient de corpulence moyenne en utilisant onze inserts (points I0 à I10) dont les
15 concentrations en K_2HPO_4 varient de 0 à 200 mg/cc. Cette courbe 51 ne passe pas par l'origine et donne des valeurs NH inférieures à celles du fantôme d'étalonnage pour des concentrations identiques. L'erreur de mesure est égale à (C6 - C5).

20 La courbe 52 est une courbe semblable à la courbe 51 mais obtenue à l'aide d'un fantôme de simulation d'un patient de forte corpulence. Cette courbe 52 ne passe pas par l'origine et donne des valeurs NH inférieures à celles des courbes 50 et 51 pour des concentrations
25 identiques.

Ces courbes montrent, tout d'abord, qu'il y a un écart à l'origine entre la courbe d'étalonnage et celle du patient.

La courbe 50 devient une droite 53 si l'on ne considère
30 que les points de mesure à 0 et 200 mg/cc. Elle sera considérée comme droite de référence.

Par ailleurs, les courbes 51 et 52 montrent que l'erreur par rapport à la droite de référence est d'autant plus élevée que la corpulence du fantôme de

simulation ou du patient est forte.

Le but de l'invention est de mettre en oeuvre un procédé qui permet de corriger l'erreur due à l'écart à l'origine entre les courbes 51 et 53 et entre les courbes 52 et 53.

5 Le procédé de l'invention consiste essentiellement à effectuer trois corrections. La première correction consiste à soustraire à la valeur mesurée de la densité de la vertèbre en unités Hounsfield une valeur No
10 correspondant à celle mesurée pour un insert d'eau dans le fantôme de simulation du patient; en conséquence, l'erreur de densité pour une vertèbre due au décalage No disparaît. La deuxième correction, qui est une prise de référence, consiste à prendre comme échelle de
15 calibration la différence de densité entre l'insert de haute concentration et l'insert d'eau du fantôme d'étalonnage, ce qui revient à considérer que le niveau Hounsfield de l'insert d'eau est toujours égal à zéro; il en résulte que les deux courbes, celle de
20 l'étalonnage et celle de la vertèbre, coïncident pour des densités nulles. La troisième correction consiste à effectuer une corrélation pour tenir compte de l'influence de la corpulence du patient.

La présente invention concerne un procédé de mesure de
25 la densité osseuse d'un patient à l'aide d'un scanner à rayons X qui comprend les opérations suivantes :

- (1) la mise en place dans le champ du scanner d'un premier fantôme dit de simulation simulant le corps d'un patient de corpulence moyenne et comportant
30 une cavité pour recevoir un insert simulant une vertèbre;
- (2) la mise en place sous le fantôme de simulation d'un deuxième fantôme dit d'étalonnage comportant deux cavités pour recevoir la première un insert

contenant de l'eau et la deuxième un insert comprenant une solution à forte concentration de di-potassium hydrogénophosphate (K_2HPO_4) par exemple;

- 5 (3) la mesure du niveau Hounsfield No d'un insert d'eau de simulation introduit dans la cavité du premier fantôme de simulation;
- (4) la mesure des densités ou niveaux Hounsfield $V'_m i$ pour n inserts du premier fantôme de simulation
10 contenant des solutions de K_2HPO_4 dont les concentrations C_i varient de $C_i=0$ à C_{max} et la mesure simultanée des densités ou niveaux Hounsfield $N_{e i}$ et N_i des solutions contenues respectivement dans l'insert d'eau et dans l'insert
15 de haute concentration du fantôme d'étalonnage;
- (5) la mesure des densités ou niveaux Hounsfield $V'_{f i}$ pour les n inserts dans un deuxième fantôme de simulation correspondant à une corpulence
20 différente de celle du premier fantôme de simulation, et la mesure simultanée des densités ou niveaux Hounsfield $N'_{e i}$ et $N'_{i i}$ des solutions contenues respectivement dans l'insert d'eau et dans l'insert de haute concentration du fantôme d'étalonnage;
- 25 (6) le calcul des coefficients a,b,c,A,B et C de l'équation :

$$V_c = V_m + a + b.V_m + c.V_m^2 + D (A + B.V_m + C.V_m^2) \quad (1)$$

30 dans laquelle :

$$V_m = V'_m - N_o$$

$$D = \frac{1}{n} \times \sum_{i=1}^n [N_i - N_{e i} - (N'_{i i} - N'_{e i})]$$

Le calcul des coefficient a, b, c, A, B, C de l'équation (1) peut être effectué par la méthode des moindres carrés ou par un système de six équations à six inconnues obtenu à partir de ladite équation.

- 5 Pour la mesure de la densité osseuse du patient, le procédé est complété par les opérations complémentaires suivantes :

(7) la mise en place du patient;

- 10 (8) la mesure V'_{ver} de la densité de la vertèbre et la mesure N_{ver} et N_{ever} des inserts de haute concentration et d'eau dans le fantôme d'étalonnage;

(8) le calcul des différences

15
$$D_{ver} = D_{ref} - (N_{ver} - N_{ever})$$

avec
$$D_{ref} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (N_i - N_{ei})$$

et
$$V_{ver} = V'_{ver} - N_o$$

- 20 (9) le calcul de la valeur corrigée de V_{Cver} à l'aide de la formule (1) dans laquelle :

$$V_m = V_{ver} \text{ et } D = D_{ver}, \text{ et}$$

- (10) le calcul de la concentration C_{ver} de minéral dans la vertèbre par la formule :

25
$$C_{ver} = V_{Cver} \frac{C_r}{D_{ref}}$$

avec C_r la concentration maximale utilisée pour l'étalonnage.

- 30 D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la description suivante d'un exemple particulier de mise en oeuvre du procédé, ladite description en relation avec les dessins joints dans lesquels :

- la figure 1 est un schéma de principe d'un scanner à

rayons X,

- la figure 2 montre les positions respectives du corps du patient et du fantôme avec des inserts d'étalonnage utilisés dans les procédés de l'art antérieur,
- 5 - la figure 3 est un diagramme illustrant le principe classique de la mesure de la densité osseuse,
- la figure 4 illustre, à l'aide de courbes, certaines des erreurs de mesure des procédés de l'art antérieur,
- la figure 5 montre les fantômes qui sont utilisés pour
10 mettre en oeuvre le procédé selon l'invention et
- les figures 6 à 9 sont des diagrammes qui permettent d'illustrer certaines opérations du procédé selon l'invention.

L'invention sera décrite en relation avec les figures 5
15 à 9, les figures 1 à 4 ayant été décrites dans le préambule pour montrer l'état des procédés de l'art antérieur et leurs inconvénients.

La figure 4 a montré que les courbes donnant la variation des niveaux Hounsfield NH en fonction de la
20 densité osseuse ou de la concentration des solutions de di-potassium hydrogénophosphate ($K_2 HPO_4$) ne passent pas par l'origine et que l'ordonnée à l'origine pour un insert d'eau de chaque courbe est différente. En outre, la pente de chaque courbe est aussi différente pour une
25 concentration donnée.

L'invention propose un procédé qui permet de rattraper ce décalage à l'origine et de tenir compte des différences de pente des courbes. A cet effet, l'une des corrections proposées consiste à faire en sorte que le
30 niveau Hounsfield pour un insert d'eau dans le fantôme de simulation soit toujours nul (les courbes passent par l'origine) dans le cas où le fantôme de simulation du patient est de corpulence moyenne. Pour cela, on mesure le niveau Hounsfield No d'un insert d'eau dans le

fantôme de simulation de corpulence moyenne et on soustrait systématiquement No à toute valeur mesurée $V'm$ de manière à obtenir V_m . Cette correction correspond à une translation de la courbe de mesure 61 de manière à la faire passer par l'origine 0 : on obtient la courbe 62 de la figure 6.

Une deuxième correction consiste à ne tenir compte que des différences de densité ou de niveaux Hounsfield entre l'insert de haute concentration et celui d'eau dans le fantôme d'étalonnage 40, ce qui revient à considérer systématiquement le niveau Hounsfield de l'eau à la valeur zéro quelle que soit la corpulence du fantôme de simulation ou du patient. En d'autres termes, les deux courbes de mesure, celle de l'étalonnage et celle de la vertèbre, coïncident pour des densités osseuses de valeur nulle.

Une troisième correction consiste à effectuer une corrélation pour tenir compte de l'influence de la corpulence du patient sur la différence de densités ou de niveaux Hounsfield entre l'insert de haute concentration et celui d'eau dans le fantôme d'étalonnage 40. Cette corrélation sera du type polynomial selon la relation suivante :

$$V_c = V_m + a + b.V_m + c.V_m^2 + D (A + B.V_m + C.V_m^2) \quad (1)$$

où

- V_c est la valeur corrigée de la densité ou niveau Hounsfield,
- V_m est la valeur mesurée de la densité ou niveau Hounsfield après soustraction de No ,
- a, b , et c sont des coefficients de correction polynomiale qui sont déterminés à l'aide d'un fantôme de simulation de corpulence moyenne,
- A, B et C sont des coefficients de correction polynomiale qui sont déterminés à l'aide d'un fantôme

de simulation de corpulence différente de celle du fantôme de corpulence moyenne,

- 5 - D est le changement intervenu entre la différence de densité entre l'insert de haute densité et l'insert d'eau dans le cas d'un fantôme de simulation de corpulence différente et cette mesure de la différence dans le cas d'un fantôme de simulation de corpulence moyenne.

10 La première correction polynomiale avec les coefficients a,b et c a pour but de tenir compte de l'effet de l'erreur de mesure de la densité osseuse sur le fantôme de corpulence moyenne, erreur qui existe inévitablement. Pour déterminer les valeurs N_0 et D ainsi que les coefficients a,b,c,A,B et C, le procédé de l'invention
15 propose les opérations suivantes :

- (a) la mise en place dans le champ du scanner d'un premier fantôme 37 dit de simulation simulant le corps d'un patient de corpulence moyenne et comportant une cavité 38 pour recevoir un insert 39
20 simulant une vertèbre;
- (b) la mise en place sous le fantôme de simulation d'un fantôme d'étalonnage 40 comportant deux cavités 41,42 pour recevoir, la première, un insert 41' contenant de l'eau et, la deuxième, un insert 42' contenant une solution à forte concentration, par
25 exemple, de di-potassium hydrogénophosphate (K_2PHO_4), à une concentration de 200 mg/cc;
- (c) la mise en place dans la cavité 38 d'un insert d'eau et la mesure du niveau Hounsfield; cette
30 mesure donne la valeur N_0 qui sera soustraite de toutes les valeurs de mesure V'_m pour obtenir la valeur V_m lors des mesures d'étalonnage et des mesures sur le patient;
- (d) l'introduction successive dans la cavité 38 d'un

nombre n d'inserts, n=11 par exemple, ayant des concentrations différentes qui s'étalent entre 0 mg/cc et 200 mg/cc et la mesure des niveaux Hounsfield V'm₀ à V'm₁₀ correspondantes ainsi que les niveaux Hounsfield Ne₀ à Ne₁₀ de l'insert d'eau et N₀ à N₁₀ de l'insert de haute concentration du fantôme d'étalonnage;

(e) le calcul de la moyenne

$$D_{ref} = \frac{1}{11} \sum_{i=0}^{10} (N_i - Ne_i)$$

(f) la mise en place d'un deuxième fantôme de simulation de forte corpulence à la place du fantôme de simulation de corpulence moyenne et la répétition des opérations (d) et (e) ci-dessus de manière à obtenir les niveaux Hounsfield

V'f₀ à V'f₁₀, N'e₀ à N'e₁₀ et N'o à N'10

(g) le calcul, pour chaque insert de :

$$D'_i = (N'_i - N'e_i)$$

permettant de calculer les valeurs D₀ à D₁₀ tels que :

D_i = D_{ref} - D'_i et le calcul de leur moyenne D;

(h) le calcul des coefficients de correction a,b,c,A,B et C de la formule de correction (1) ci-dessus en tenant compte que

$$Vm_i = V'f_i - N_o \text{ et de sorte que } Vc_i = i \times D_{ref}/10$$

(i) la mise en mémoire des coefficients a,b,c,A,B et C ainsi que N_o et D_{ref}.

Cette dernière opération termine l'étalonnage de l'appareil. Les opérations suivantes sont effectuées en présence du patient :

(j) la mise en place du patient sur le fantôme d'étalonnage.

(k) la mesure V'v_{er} de la densité de la vertèbre et la

mesure des densités N_{ver} et N_{ver} des inserts dans le fantôme d'étalonnage;

(l) le calcul de la différence $D_{ref} - (N_{ver} - N_{ver})$

(m) le calcul de $(V'_{ver} - N_o)$ et le calcul de V_c à

5 l'aide de la formule de correction (1) avec

$$V_m = V'_{ver} - N_o$$

(n) le calcul de la concentration C_p de minéral dans la vertèbre par la formule

10
$$C_p = V_c \cdot \frac{C_r}{D_{ref}} \quad (2)$$

avec C_r la concentration maximale utilisée pour l'étalonnage, c'est-à-dire 200 mg/cc.

Certaines opérations du procédé seront maintenant plus amplement expliquées en relation avec les figures 6,7

15 et 8.

L'opération (d) a pour but de tracer la courbe 61 de la figure 6. Si l'on soustrait N_o des valeurs mesurées $V'm_0$ à $V'm_{10}$, on obtient la courbe 62 qui passe par l'origine.

20 L'opération (e) permet de tracer la courbe 64 puis la courbe 63 qui est une droite passant par l'origine.

L'opération (f) permet de tracer la courbe 71 de la figure 7. Si l'on soustrait N_o des valeurs $V'f_0$ à $V'f_{10}$,

25 on obtient la courbe 72 dont l'ordonnée à l'origine est négative du fait que l'on a soustrait une valeur N_o qui est supérieure à la valeur N_o que l'on obtiendrait pour un fantôme de simulation de forte corpulence.

La moyenne des mesures D'_0 à D'_{10} (opération (g)) permet de tracer la droite 73 qui passe par l'origine. Sur la

30 figure 7, on a reporté la valeur de D_{ref} de la figure 6, ce qui permet de faire apparaître la valeur D qui représente l'effet de la corpulence sur les mesures des inserts dans le fantôme d'étalonnage.

Le calcul des coefficients de l'opération (h) est

réalisé de manière que les points de mesure qui se trouvent sur la courbe 72 (figure 8) correspondant à un fantôme de simulation de forte corpulence et sur la courbe 62 (figure 8) correspondant à un fantôme de simulation de corpulence moyenne coïncident avec la courbe 63 qui est la courbe droite de référence.

Les coefficients a, b, c, A, B et C peuvent être calculés de différentes manières. L'une d'entre elles est d'utiliser onze concentrations déterminées, de reporter les valeurs mesurées $V'm_0$ à $V'm_{10}$ et $V'f_0$ à $V'f_{10}$ dans l'équation (1) après leur avoir soustrait N_0 et de prendre comme valeur V_c , la valeur correspondante sur la courbe 63. Avec six des dix mesures, on établit un système de six équations à six inconnues a, b, c, A, B et C qui permet de déterminer ces dernières.

Une autre manière de calculer ces coefficients est d'utiliser la méthode quadratique de lissage aux moindres carrés.

Sur la figure 9, une densité vertébrale V_m est corrigée par la formule (1), en tenant compte de la différence $D_{ref} - (N_{ver} - N_{ever})$. De cette façon, la densité vertébrale devient V_c . L'application de la formule (2) donne la concentration C_p .

REVENDEICATIONS

1. Procédé de mesure de la densité osseuse d'un patient à l'aide d'un scanner à rayons X qui comprend les opérations suivantes :

- 5 (1) La mise en place dans le champ du scanner d'un premier fantôme (37) dit de simulation simulant le corps d'un patient de corpulence moyenne et comportant une cavité (38) pour recevoir un insert (39) simulant une vertèbre;
- 10 (2) la mise en place sous le premier fantôme de simulation d'un fantôme dit d'étalonnage (40) comportant deux cavités (41,42) pour recevoir la première un insert (41') contenant de l'eau et la deuxième un insert (42') comprenant une solution à forte concentration, par exemple, de di-potassium hydrogénophosphate (K_2HP0_4).
- 15 (3) la mesure du niveau Hounsfield No d'un insert d'eau (39) introduit dans la cavité (38);
- 20 (4) la mesure des densités ou niveaux Hounsfield $V'm_i$ pour n inserts du premier fantôme de simulation contenant des solutions de K_2HP0_4 dont les concentrations C_i varient de 0 à C_{max} et la mesure simultanée des densités ou niveaux Hounsfield Ne_i et N_i des solutions contenues respectivement dans l'insert (41') et dans l'insert (42') du fantôme d'étalonnage;
- 25 (5) la mesure des densités ou niveaux Hounsfield $V'f_i$ pour les n inserts dans un deuxième fantôme de simulation correspondant à une corpulence différente de celle du premier fantôme de simulation, et la mesure simultanée des densités
- 30

ou niveaux Hounsfield $N'e_i$ et $N'i$ des solutions
contenues respectivement dans l'insert (41') et
(42') du fantôme d'étalonnage;

- (6) le calcul des coefficients a, b, c, A, B et C de
5 l'équation :

$$V_c = V_m + a + b.V_m + c.V_m^2 + D (A + B.V_m + C.V_m^2) \quad (1)$$

dans laquelle :

10 $V_m = V'_{fi} - N_o$

$$D = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n [N_i - N'e_i - (N'i - N'e_i)]$$

- 15 2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce
qu'il comprend lors de la mesure de la densité osseuse
du patient, les opérations complémentaires suivantes :

- (7) la mise en place du patient;
(8) la mesure V'_{ver} de la densité de la vertèbre et la
mesure N_{ver} et $N'e_{ver}$ des inserts dans le fantôme
20 d'étalonnage;
(8) le calcul des différences

$$D_{ver} = D_{ref} - (N_{ver} - N'e_{ver})$$

25 avec $D_{ref} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (N_i - N'e_i)$

et $V_{ver} = V'_{ver} - N_o$

- (10) le calcul de la valeur corrigée de V_{cver} à l'aide
de la formule (1) dans laquelle :
 $V_m = V_{ver}$ et $D = D_{ver}$, et
30 (11) le calcul de la concentration C_{ver} de minéral dans
la vertèbre par la formule :

$$C_{ver} = V_{cver} \frac{C_r}{D_{ref}}$$

3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que le calcul des coefficients a, b, c, A, B et C est effectué en mettant en oeuvre la méthode des moindres carrés.
- 5 4. Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que le calcul des coefficients a, b, c, A, B et C est effectué à l'aide d'un système de six équations à six inconnues par l'application de l'équation (1) pour six valeurs différentes de V_m et les six valeurs
- 10 correspondantes de V_c tels que

$$V_{c_i} = \frac{D_{ref}}{C_r} \cdot C_i$$

FIG. 1

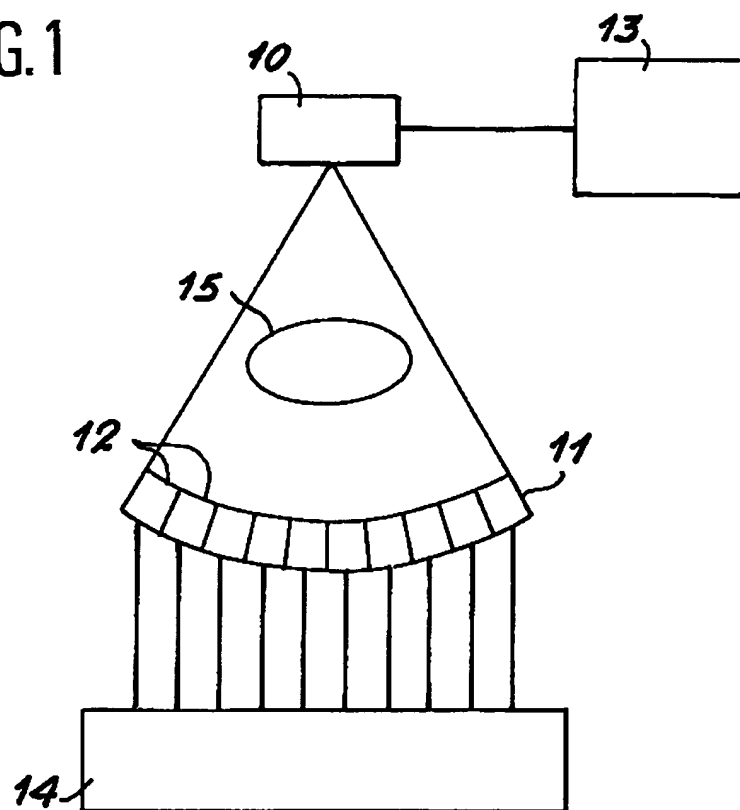


FIG. 2

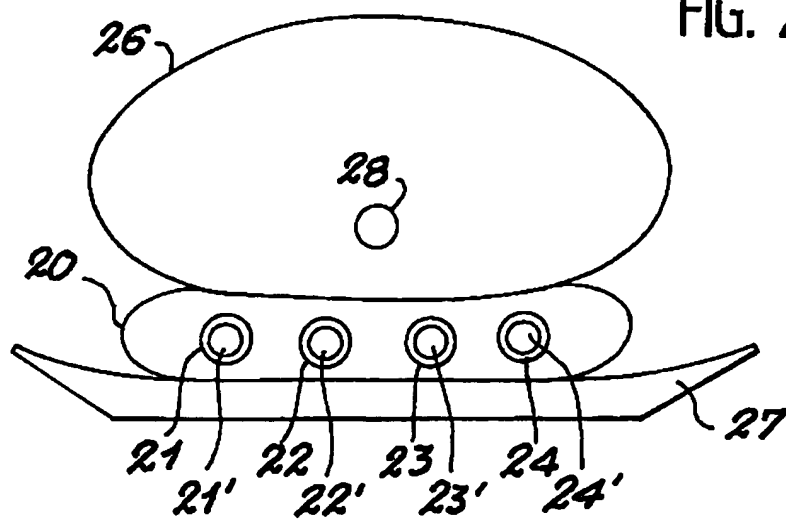


FIG. 5

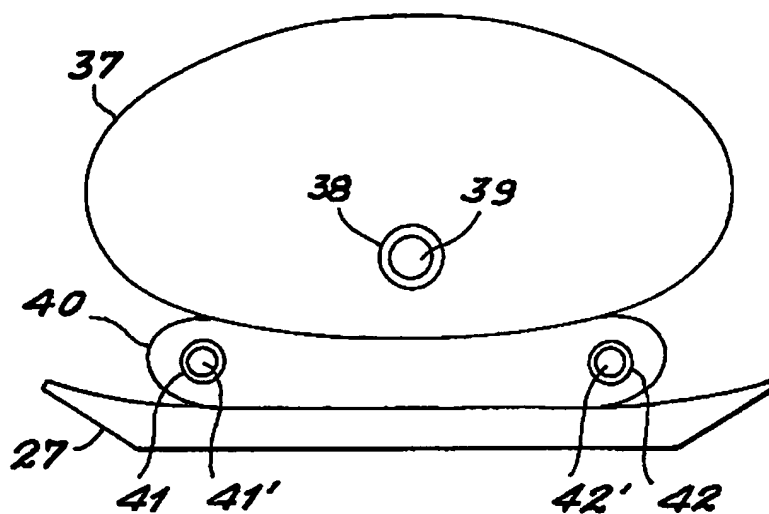
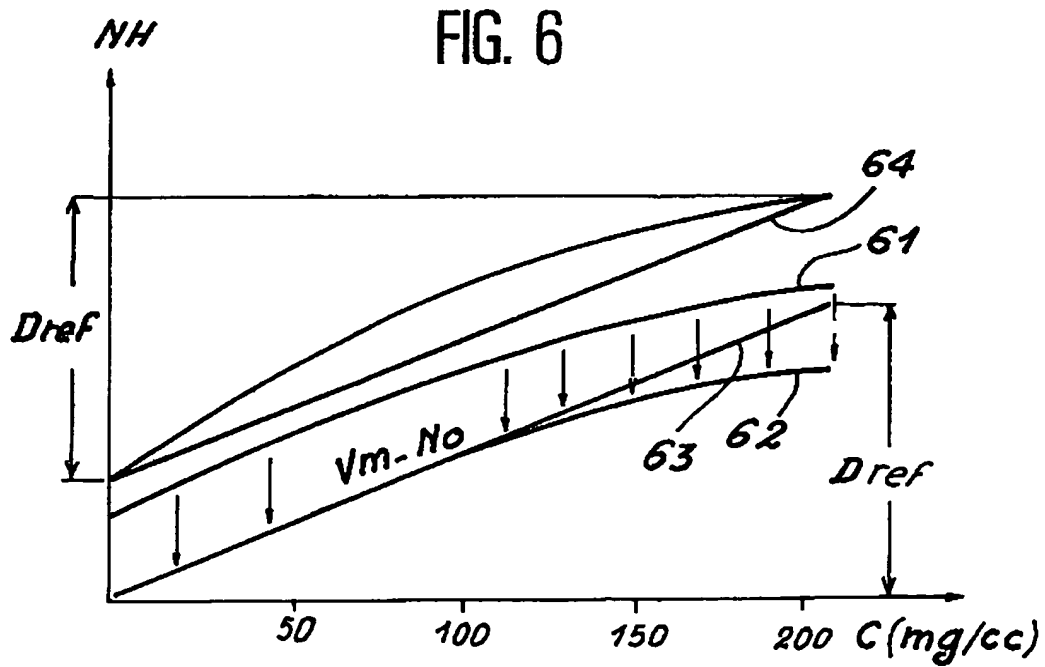
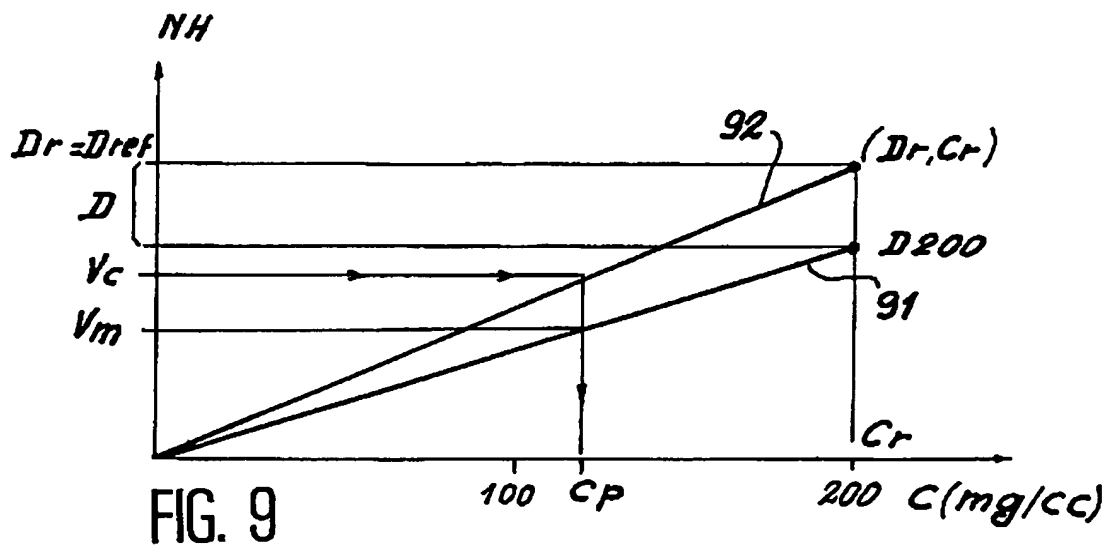
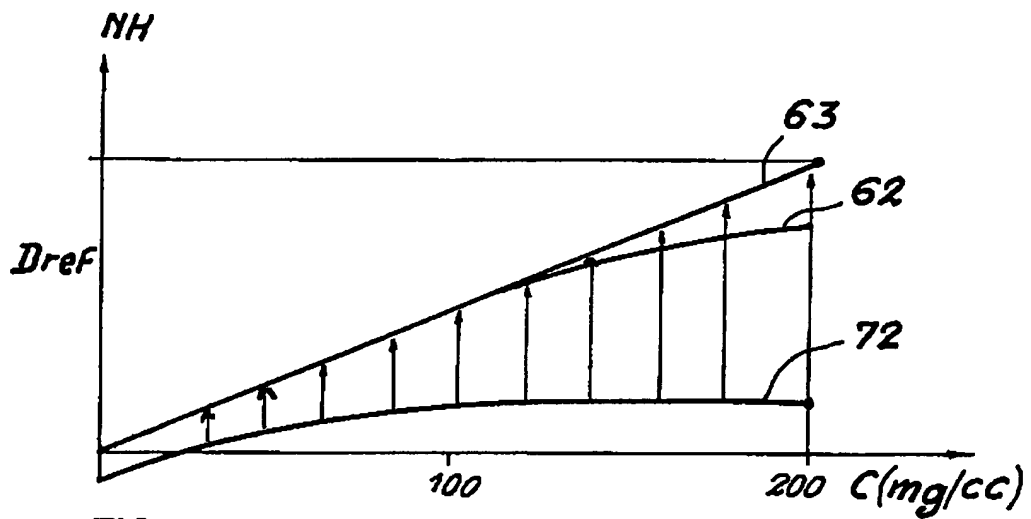
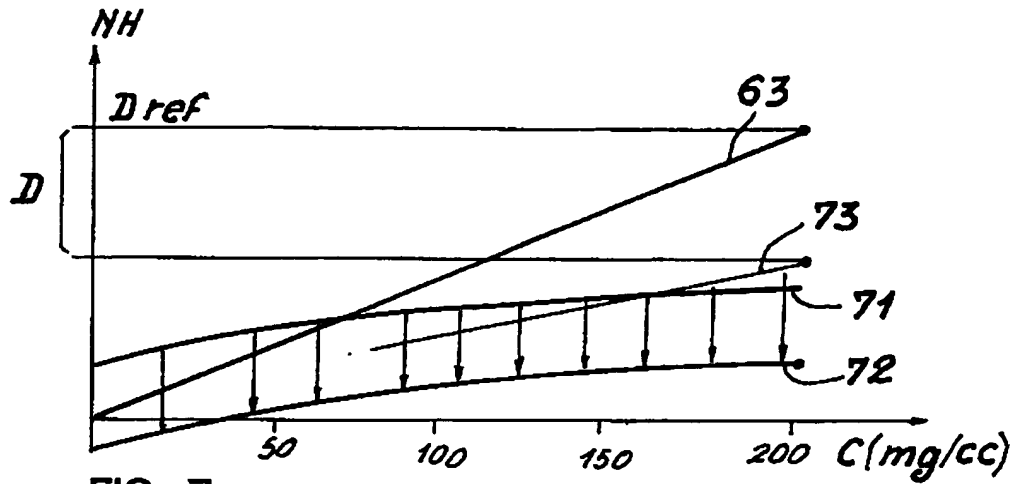


FIG. 6





INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FR 8917423
FA 436405

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	EP-A-0218367 (PICKER INTERNATIONAL, INC.) * le document en entier *	1
A	US-A-4352020 (I. HORIBA ET AL) * abrégé * * colonne 3, lignes 14 - 41 * * colonne 5, ligne 21 - colonne 10, ligne 3 *	1
A	EP-A-0321289 (GENERAL ELECTRIC COMP.) * le document en entier *	1
A	US-A-4233507 (GENERAL ELECTRIC COMP.) * le document en entier *	1
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		A61B
Date d'achèvement de la recherche 10 SEPTEMBRE 1990		Examineur FERRIGNO A.
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		